

Neue Methode zur Beurteilung der Elastizität der arteriellen Gefäßwände

von
Detlef Schilling
—
aus
Erlangen

1972
—

1973 № 15

Aus der Medizinischen Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. C. Korth

Neue Methode zur Beurteilung der Elastizität der arteriellen Gefäßwände

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt
von
Detlef Schilling
aus
Erlangen

Gedruckt mit Erlaubnis
der medizinischen Fakultät der
Universität Erlangen - Nürnberg



Dekan: Prof. Dr. Dr. H. Pauly
Referent: Priv. Doz. Dr. E. Lang
Korreferent: Prof. Dr. C. Korth

Tag der mündlichen Prüfung: 3. 10. 1972

I n h a l t s v e r z e i c h n i s

Einleitung	1
Physikalische Grundlagen	3
Bestimmung der Eigenfrequenz	4
Das neue Messverfahren zur Bestimmung der Eigenfrequenz beim Menschen	6
Anwendung des Messverfahrens in den ersten Vorversuchen	10
Untersuchungsgang	13
Die Eigenfrequenz der Arteria radialis	15
Diskussion	17
Zusammenfassung	21
Literatur	22



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548611_0021

Einleitung

Mit der Zunahme der Arteriosklerose und ihrer Komplikationen gewinnt die Beurteilung der arteriellen Gefässwände immer mehr an Bedeutung. Bisher war man darauf angewiesen, Rückschlüsse auf die Gefässelastizität aus dem Verhalten der Pulswellengeschwindigkeit zu ziehen. Diese Messmethode unterliegt aber doch in nicht unbedeutendem Masse den aktuellen peripheren Blutdruckverhältnissen. An eine neue Untersuchungsmethode, die uns eine Beurteilung der arteriellen Gefässwände erlaubt, müssten mehrere Forderungen gestellt werden:

1. Die Methode muss einfach in der Handhabung sein und wenig Zeit beanspruchen, um auch an grösseren Kollektiven Anwendung finden zu können, das heisst, um in ein präventivmedizinisches Untersuchungsprogramm Eingang zu finden.
2. Die Methode muss es ermöglichen, die Elastizität bestimmter arterieller Gefässabschnitte zu prüfen, ohne dass, wie beispielsweise bei der Pulswellengeschwindigkeit, unsichere Messgrössen in Kauf genommen werden müssen. Wir erinnern an die indirekte unsichere Messung des Pulsweges zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit.
3. Die Befunde sollen in Mass und Zahl fassbar sein und möglichst nicht durch aktuelle kreislaufdynamische Veränderungen beeinflusst werden.

Eine derartige Untersuchungsmethode, anwendbar für den Patienten, könnte aus dem Prinzip der Eigenfrequenzbestimmung fester Körper abgeleitet werden. Die vorliegenden Untersuchungen beinhalten den Versuch, auf dieser Basis eine praktikable klinische Messmethode zu entwickeln.

Physikalische Grundlagen

Die Idee, die dem gesuchten Verfahren zu Grunde liegt ist nicht neu. Vor allem in der Technik wurden mit Hilfe der Bestimmung der Eigenfrequenz, feste Körper auf ihren Härtegrad, auf die Spannung und Elastizität hin geprüft. Dabei wird zu Grunde gelegt, dass jeder feste Körper eine genau definierte charakteristische Eigenfrequenz besitzt. Diese ist abhängig von der Grösse, von der Form, der strukturellen und elementaren Beschaffenheit und dem gegenwärtigen mechanischen Zustand des Körpers, das heisst, sie ist unter anderem und vor allem abhängig vom elastischen Verhalten des Materials.

Stellt man sich also Versuchskörper vor, bei denen sämtliche Grössen, die die Eigenfrequenz bestimmen, gleich gross sind, so verändert sich die Eigenfrequenz (ν) nur noch in Abhängigkeit von der Elastizitätskonstanten (λ).

Das heisst: $\nu = f(\lambda)$

Weiterhin kann man sagen, dass bei konstanten Versuchsbedingungen mit einem Anstieg von λ auch die Gefässeigenfrequenz ansteigt, und zwar mit der jeweils spezifischen Konstanten "K".

Es gilt also:

$$\nu \approx \lambda \longrightarrow \nu = K \cdot \lambda$$

Die Eigenfrequenz ist, wie bereits erwähnt, eine Funktion der Elastizität. Hält man also die oben genannten Bedingungen ein, so lässt sich durch die Messung der Eigenfrequenz eine Aussage über das elastische Verhalten machen.

Bestimmung der Eigenfrequenz

Für die Bestimmung der Eigenfrequenz wurden mehrere praktikable Methoden angegeben, Ihnen gemeinsam ist die Bestimmung der Situation, in der der Resonanzfall eintritt: Ein Körper wird bei gleichbleibender Erregungsamplitude im Rhythmus verschiedener Frequenzen zum Schwingen angeregt. Die Eigenfrequenz des erregten Körpers oder Resonators ist dann erreicht, wenn seine Schwingamplituden ihr Maximum haben. Vorausgesetzt, dass keine Dämpfung vorliegt, also im Idealfall, so bewegt sich die Amplitude gegen unendlich. Über den Punkt der Eigenfrequenz hinaus tritt Phasenumkehr ein, die ebenso charakteristisch ist. Das heisst, der Resonator schwingt gegen den Rhythmus des Erregers, wobei der Wellenberg des Erregers dem Tal des Resonators entspricht und umgekehrt. Bei Frequenzen oberhalb der Eigenfrequenz nimmt die Resonatoramplitude wieder ab.

Ein Problem bei der Bestimmung der Eigenfrequenz ist die Kopplung von Erreger und Resonator. Eine starre Verbindung von Erreger und Resonator muss vermieden werden, da dem Resonator der Freiheitsgrad in einer Ebene genommen wäre und der Resonanzfall nicht eintreten könnte. Es muss also ein Medium zwischen Erreger und Resonator gebracht werden, das letzterem erlaubt, sowohl mit einer kleineren, als auch mit einer grösseren Amplitude, ja selbst in Phasenumkehr gegen den Erreger zu schwingen. Andererseits muss die Kopplung zwischen Erreger und Resonator aber auch

so stark sein, dass die Dämpfung, die diese hervorruft nicht so gross ist, dass die Resonanzamplitude unterhalb die Messbarkeit absinkt. In der Mechanik verwendet man zur Bestimmung der Eigenfrequenz unter anderem Federn. Bei unseren Untersuchungen ist ein derartiges Vorgehen jedoch nicht möglich, da versucht werden soll, die Gefässeigenfrequenz bei Menschen in vivo zu bestimmen. wir können uns also das Kopplungsmedium nicht suchen, sondern sind an das Kopplungsmedium, gefässumgebendes Gewebe, gebunden. Das gefässumgebende Gewebe ersetzt also sowohl Kopplungsmedium als auch Lagerung. Inwieweit dieses Medium aber geeignet ist, die geforderten Voraussetzungen zu erfüllen, muss sich noch erweisen.

Das neue Messverfahren zur Bestimmung der Eigenfrequenz beim Menschen

Bisher liegen Untersuchungen über die Eigenfrequenz der Gefäße beim Menschen in vivo nicht vor. Es muss also zunächst ein Erregersystem gefunden werden, das uns die Frequenzstimulation mit niedrigen bis zu hohen Frequenzen ermöglicht. Ein System, in dem durch einen kontinuierlich in der Drehzahl zu steigenden Motor, über ein Pleuelstangensystem, Impulse auf das Gefäß gebracht werden scheidet aus, da bei diesem Vorgehen, vor allem in den höheren Frequenzen, die auftretende Reibung Grenzen setzt. Eine andere Möglichkeit wäre die Stimulation durch einen stabförmigen Eisenkern, der in einer elektromagnetischen Spule in eine bestimmte Frequenz versetzt wird. Schwierigkeiten treten bei diesem Vorgehen vor allem unterhalb einer Frequenz von ca. 60 Hz auf, da in diesem Bereich eine reibungslose Fixierung und Führung des Systems nicht gewährleistet wird.

Für den Rezeptor sind grundsätzlich ähnliche Bedingungen zu fordern. Zur Lösung dieses Problems bietet sich zwangsläufig die Benützung eines speziell für diese Aufgabe modifizierten Tieftonlautsprechers als Erreger, sowie ein entsprechend angepasster Tonabnehmer als Rezeptor an. Es kann jedoch auch ein handelsüblicher Pulswellenrezeptor (z. B. Infratonprinzip), wie er zur Registrierung von Pulswellen verwendet wird, benützt werden. Ersterer hat den Nachteil, dass er für höhere Frequenzen und Geräusche sehr empfindlich arbeitet, letzterer hat dafür eine Rich-

kurve, die oberhalb 100 Hz sehr stark ansteigt und ab 500 Hz so absinkt, dass praktisch in diesem Bereich keine Registrierung mehr möglich ist.

Die Konstruktion des Erregers ist nun wie folgt:

Das Grundbauelement des anfänglich verwendeten Gerätes ist ein Lautsprecher (40 Hz - 14 000 Hz). Die Schwierigkeit liegt nun darin, die Schwingungen der Spule auf das Gefäss zu übertragen, ohne eine, mit zu grosser Reibung behaftete Mechanik verwenden zu müssen, die aber, wie erwähnt die oberen Frequenzbereiche abschneiden. Hierfür setzt man starr auf die Spule einen Stift, der so gelagert sein muss, dass er senkrecht zum Spulendurchmesser keinen Freiheitsgrad hat, sich aber mit der Spule bewegen kann, ohne dass hinderliche Reibung auftreten kann. Diese starre Fixierung Spule - Stift lässt sich durch geeignete Anordnung von Blattfedern erreichen. Ausserdem kann die Lautsprecher-membran und ein Teil des Spannrahmens entfernt werden, so dass das Gerät handlicher wird. Um von vorneherein einen systematischen Fehler bei den späteren Messungen zu vermeiden, muss die Eigenfrequenz dieses, für sich selbst schon schwingenden Systems bestimmt werden. Gegebenenfalls muss diese Frequenz durch Veränderung der Eigenfrequenz des Stiftes, oder der Elastizität der Blattfedern, in einen anderen Bereich verlegt werden.

Zur Speisung des Lautsprechers wurde ein Hi Fi Tonbandgerät benutzt (Grundig, TK 320, 20 Hz - 18 000 Hz, Endleistung: 12 W pro Kanal).

Rezeptor:

Wie erwähnt kommen als Grundlage ein Pulsrezeptor oder ein Tonabnehmer in Frage. Der Tonabnehmer zeigte sich als untauglich, da er zu empfindlich war, oder zu stark gedämpft hätte werden müssen. Der Pulsrezeptor hat den Nachteil, dass er in der vom Hersteller (Infraton-Pulsabnehmer, System Boucke Brecht) angegebenen Eichkurve, einen linearen Arbeitsbereich von 1 - 200 Hz aufweist. Ausserdem muss, falls ein Kathodenstrahlenoszillograph als Registriergerät benutzt wird, ein entsprechendes Vorschaltssystem gebaut werden. (Abb. 1)

Wie sich später zeigen wird, reicht der angegebene Frequenzbereich aus. Das Vorschaltssystem wurde nach Angaben des Herstellers gebaut, lediglich die Widerstandselemente dem Oszillographen angepasst, ausserdem wurde es mit einer eigenen Erdung versehen.

Somit ist das gesamte System geschlossen und stellt sich folgendermassen vor: (Abb. 2)

Die Erregereinheit wird gebildet von einem Tonbandgerät (1) und einem "Lautsprecher" (2). Die Kopplung bewerkstelligt das gefässumgebende Gewebe (4). Der Resonator ist das Gefäss (3) selbst. Der Rezeptor (5) liegt auf 4 auf. Über ein Verstärkersystem (6) wird die abgenommene Schwingung auf den Kathodenstrahlenoszillograph (7) registriert. Hand und Unterarm sind durch einen Gummispanner (9) auf einem Profilklotz (8) fixiert. Stativ 1 ist das Erregerstativ, 2 das Rezeptorstativ.

Schaltung des Rezeptorkreises

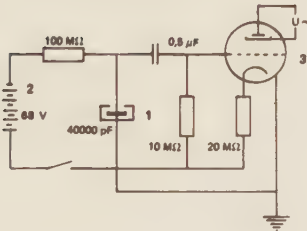


Abb. 1: Schaltung des Rezeptorkreises

Schematische Versuchsanordnung

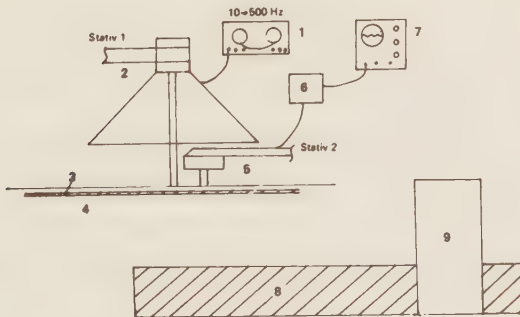


Abb. 2: Schematische Versuchsanordnung

- (1) Tonbandgerät zur Bespielung des Lautsprechers (2), welcher am Stativ 1 fixiert ist.
- (3) Gefäß mit seinem umgebenden Gewebe (4)
- (5) Rezeptor (fixiert an Stativ 2), welcher die gemessenen Schwingungen über das Vorschaltssystem (6) (vgl. Abb.1) auf dem Oszillographen (7) registriert
- (8) Gipsprofilklotz zur Fixierung von Hand und Unterarm mittels eines Gummispanners

Anwendung des Messverfahrens in den ersten Vorversuchen

Aus verschiedenen Gründen wurde anfangs eine Messtrecke an der Arteria radialis benützt:

1. Die Hand und der Unterarm sind auf einem Profilgipsklotz sehr gut ruhig zu stellen. Somit ist auch die Lage des Gefäßes fest fixiert.
2. Das Gefäß ist sehr gut sicht- und tastbar.
3. Es liegt peripher und ist nur von einem dünnen, schwach dämpfenden Gewebsmantel umgeben.
4. Es war zu ermitteln inwieweit sich die Pulsfrequenz auf die Registrierung auswirkt.

Bei der Erstellung der Eichkurven zeigte sich bereits, dass der Versuchsaufbau unzureichend war. Erreger und Rezeptor waren mittels Stativstangen fahrbar auf der Schiene einer Röntgentafel montiert, auf der der Patient liegen sollte. Die Schwingungen des Erregers übertrugen sich aber über die Stativstange derart auf den Rezeptor, dass keine Messung möglich war. Folglich wurde für den Lautsprecher ein eigenes auf dem Boden fahrbares Stativ gebaut. Weiterhin mussten die Stativstangen untereinander verspannt werden, da die Eigenfrequenz derselben im Messbereich lag. Durch die Veränderung des Auflagedruckes, sowohl des Rezeptors wie auch des Lautsprechers, veränderte sich die Amplitude der registrierten Schwingungen.

Die Folge war, dass Übersteuerung auftrat:

- a) Der Erreger übersteuerte bis ca. 40 Hz bei zu schwachem Auflagedruck. Ein Druck von 50 p/cm^2 erwies sich als günstig, d.h. es gab keine Übersteuerung mehr. Die Eichkurve verlief linear.

b) Die Übersteuerung des Rezeptors entfällt bei einem Auflagedruck unterhalb 50 p/cm^2 .

Bei den Versuchen zeigte sich weiterhin, dass die auftretenden Eigenfrequenzen der Gefäße unterhalb 100 Hz zu suchen waren. Der Rezeptorkreis konnte also in seinem Arbeitsbereich von 1 Hz bis 200 Hz belassen werden. Die Eigenfrequenz dieses Kreises liegt bei ca. 500 Hz. Der Lautsprecher arbeitete aber unterhalb 40 Hz nur verzerrt. Er wurde durch einen Tieftonlautsprecher (20 Hz bis 900 Hz) ersetzt. Ausserdem kann im Messbereich von 20 bis 200 Hz die Lagerung des Auflagestiftes mechanisch erfolgen, ohne eine unkonstante Dämpfung hervorzurufen.

Da der Stift sehr leicht gehalten wurde (0,4 p) und durch die Lagerung (1/100 mm Genauigkeit der Bohrung) eine konstante Reibung auftritt, wurde die Übersteuerung von vornherein stark gedämpft. Diese musste aber dennoch durch geeigneten Auflagedruck eliminiert werden. (Abb. 3)

Weiterhin ergab sich bei der Auswertung der ersten Kurven, dass etwaige Pulskurven keine Rollen spielen. Die Pulsfrequenz war zu niedrig, als dass sie eine störende Superposition der Kurve ergeben könnte. Es ergab sich vielmehr, durch die zeitliche Länge des Pulses bedingt, eine Verlagerung der gesamten gemessenen Sinusschwingung von ihrer eingestellten Nullage. Dadurch, dass die Empfindlichkeit des Rezeptors durch die Verstärkung des Oszillographen wesentlich heraufgesetzt wurde, war zum Zeitpunkt des Pulshochdruckes keine Messung möglich, da die Auslenkung der Sinuskurve über die verwertbare Skale des Bildschirmes hinausging.

Es wäre aber falsch, dieses als nachteilig zu betrachten, da es, wie bereits erwähnt, die Messung als solche nicht beeinträchtigt. Vielmehr muss es als dauernde Kontrolle gewertet werden, die eine etwaige Veränderung der Versuchsbedingungen anzeigt.

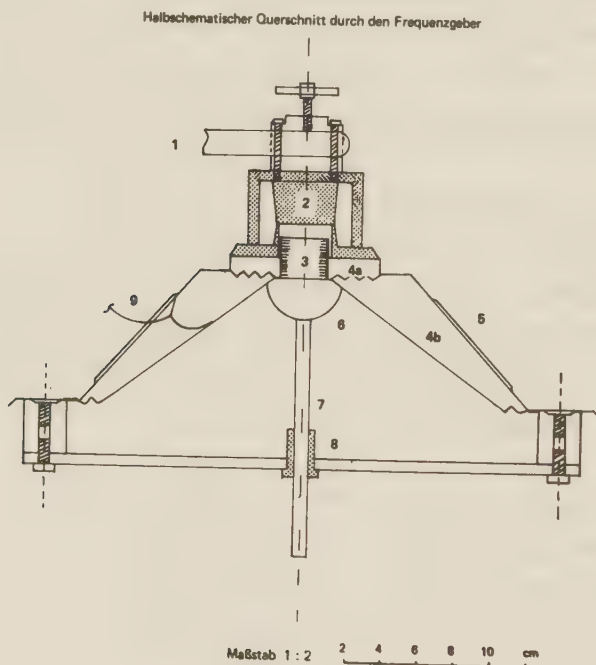


Abb. 3: Halbschematischer Querschnitt durch den Frequenzgeber
 1 Stativstange, 2 Weicheisenkern, 3 Spule,
 4a, 4b Lautsprechermembranen, 5 Rahmen, 6 halbierter
 Tennisball, 7 Autopolimerisatstab, 8 Messingbuchse,
 9 zweiphasige Zuleitung

Untersuchungsgang

Wie bei jeder ärztlichen Untersuchung ist es wichtig, den Patienten nicht gleich den Messungen zuzuführen, sondern erst ein kurzes Gespräch zu führen, welches hier folgendem Zwecke diene:

1. Auffindung verschiedener Daten, die für die spätere statistische Auswertung von Bedeutung sein können:
z. B. Alter, Typus, Gewicht, Grösse, Geschlecht, Ansprechbarkeit, etwaige derzeitige medikamentöse Behandlung (evtl. Blutdruckmessung als Vergleichswert).
2. Einfache Erläuterung: "Was man machen will", und wie sich der Patient zu verhalten hat.
3. Psychische Einstellung des Patienten auf seinen Normaltonus. Die Lagerung des Patienten ist bei Messungen an der Arteria radialis entspannt auf dem Rücken, auf einer möglichst festen Unterlage (Röntgentafel), liegend, der Arm wird gestreckt. Der Unterarm liegt in einer vorgeformten Profilschiene und wird in dieser fixiert, so dass die Streckseiten gut sichtbar werden. Die Lagerung darf nicht verkrampft sein, da sonst Muskelzittern und dergleichen auftreten kann. Die Stabilität während des Versuches muss dabei gesichert sein.

Vor dem Aufsetzen des Gebers und des Rezeptors sucht man sich die Gefässe auf und markiert ihren Verlauf im Bereich der Messtrecke, welche nicht in direkter Nachbarschaft von Sehnen und Knochen liegen sollte. Über die Beurteilung der Länge der Messtrecke und des Auflagedruckes wurde an anderer Stelle bereits gesprochen. Es ist unbedingt zu

vermeiden, dass Donator und Rezeptor, oder deren Stative, oder letztere, mit der Röntgentafel direkten Kontakt haben. Ebenso sind Geräusche und auch kleinste Erschütterungen zu vermeiden, da die Empfindlichkeit des Gerätes verständlicherweise sehr hoch ist.

Nun spielt man das Frequenzband ab und notiert für jede Frequenz die gemessene Amplitude auf dem Oszillographen in Skalenteilen oder mm. Zu achten ist darauf, dass während des ganzen Versuches eine reine Sinusschwingung aufgezeichnet wird. Zeigen sich Superpositionen, Schwebungen oder generelle Verzerrungen, so ist die Ursache zu suchen, und der gesamte Versuch zu wiederholen.

Steigt die Amplitude im Resonanzfall so an, dass die Maxima und Minima abgeschnitten werden, so ist eine kleinere Ausgangsverstärkung zu wählen. Nach Beendigung des Versuches ist, an Hand der Aufzeichnungen, der Bereich der Eigenfrequenz ersichtlich. Die Breite dieses Bereiches, und dessen Fehler, ist abhängig von den vorgegebenen Frequenzintervallen (bei diesem Versuch 5 Hz). Die Versuche sind zu wiederholen, um eine Fehlerrechnung unter Berücksichtigung der Frequenzintervalle anstellen zu können. Zur Vereinfachung, Objektivierung und Einschränkung des Fehlers der Messwerte kann ein stufenloser Frequenzgenerator benützt werden, und die Registrierung mittels eines Einkanalschreibers erfolgen, dessen Band nach dem Versuch ausgewertet und für statistische Zwecke gesammelt werden kann.

Die Eigenfrequenz der Arteria radialis

Die Versuchsreihen, die durchgeführt wurden, dienten in erster Linie der Erprobung der technischen Vervollkommnung, und den Beweis der Richtigkeit der Messungen zu führen. Erst in zweiter Linie dienten sie dem Zwecke, statistisch ausgewertet zu werden, obwohl sich einige interessante Aspekte ergaben.

Ausgewertet wurde ein Kollektiv von 160 Probanden, das sich gruppierte in Studenten der F. A. U. Erlangen, Bewohnern des Wohnstiftes Ratsberg und ausdauertrainierten Alterssportlern. Vergleicht man das Kollektiv Ratsberg und Studenten, wobei bei keiner der Gruppen eine Auslese getroffen wurde, so zeigt sich, dass die Eigenfrequenz abhängig ist vom Lebensalter. Es ist zu bemerken, dass keiner der Probanden jünger war als 20 Jahre und die Gruppe der 30 - 50jährigen nicht als Vergleich zur Verfügung stand. Diese Feststellung muss also noch durch entsprechende Versuchsreihen untermauert werden. Vergleicht man nun das Kollektiv der Alterssportler mit den Bewohnern des Wohnstiftes, so ergibt sich, dass die Eigenfrequenz auch vom biologischen Alter des Patienten abhängig zu sein scheint. So bewegt sich die Summation der Eigenfrequenzen in dem Sportlerkollektiv in einem engen Bereich von 20 Hz - 45 Hz mit einer Häufung bei 30 Hz, im Vergleichskollektiv zwischen wenigen Probanden bei 30 - 45 Hz, einen Gipfel bei 60 Hz und erreicht selbst noch 80 Hz. Beim Vergleich der Breite der Kurven und der

Höhe der Gipfel ist allerdings kritisch anzumerken, dass die Alterssportler aus Bad Brückenau ein ausgewähltes Kollektiv, während die Bewohner des Wohnstiftes Ratsberg einen Querschnitt darstellt. (Abb. 4)

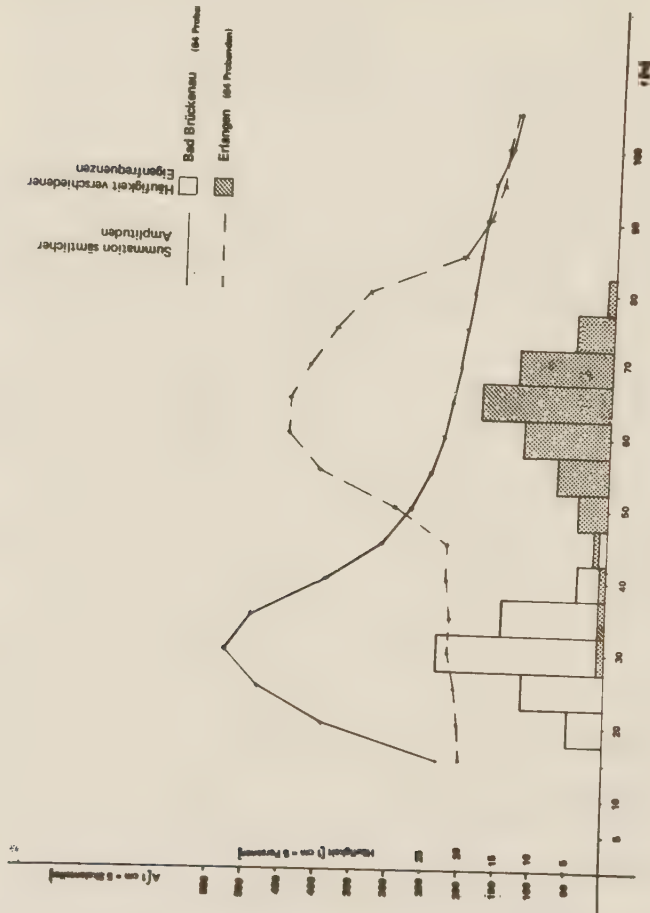


Abb. 4: Gegenüberstellung der Eigenfrequenzen bei trainierten und untrainierten Probanden (älter als 60 Jahre)

Diskussion

Selbstverständlich besitzen nicht nur die Arterien eine definierte Eigenfrequenz, sodass es sich bei unseren Messungen möglicherweise um eine Summation von mehreren Eigenfrequenzen handeln könnte, deren Wert dann keine spezifische Aussage über das Verhalten der Gefäßwand selbst machen würde.

Zunächst ist deshalb zu bemerken, dass bei der Auswahl der Messtrecke ein Bereich gewählt werden muss, der nicht direkt in Nachbarschaft von Venen, Sehnen oder gar Knochen liegt. Dies ist insofern nicht schwierig, da die Messtrecke auf ca. 2 cm beschränkt werden kann.

Das Gewebe, welches nun zwischen Gefäß und Erreger bzw. Rezeptor liegt, dient als Kopplung, sodass sein Verhalten innerhalb des Versuches konstant bleibt und sich als Dämpfung in jedem Ergebnis gleichermassen widerspiegelt. Die Dämpfung jedoch verändert nicht den Punkt der Eigenfrequenz, sondern lediglich deren Amplitude mit dem gleichen Multiplikator wie auch die Frequenzen vor und nach diesem Punkt. Um dieses nachzuweisen wurde folgender Versuch angestellt: Bei einem männlichen Probanden (pp 115 zu 85, 73 Kg, 22 Jahre, Arteria radialis) wurde eine Messung mit regelrechter Versuchsanordnung vorgenommen (1). In den folgenden Versuchen wurde der Donator auf seinem Auflagepunkt belassen, währenddessen der Rezeptor in seiner Lage in der nun folgenden Weise verändert wurde:

Er wurde 2 cm vom ursprünglichen Auflagepunkt neben die

Arterie verlegt (2), dann 4 cm neben die Arterie (3), Anschliessend wurde die Messtrecke verlängert, indem der Rezeptor im Verlauf der Arterie in 5 cm Entfernung vom Donator aufgesetzt wurde (4), zuletzt wurde die Messtrecke auf 10 cm verlängert (5).

Bei dem Vergleich dieser 5 Messungen ist folgendes erkennbar:

Verständlicherweise nimmt die Amplitude in der voranbeschriebenen Weise ab, da die Dämpfung, sowohl durch die Verlängerung der Messtrecke, wie auch durch die Seitwärtsverlegung der Messpunkte zunimmt.

Weiterhin sieht man, dass bei Versuch 1, 4 und 5 die Sinfrequenz völlig gleich bleibt. Bei 5 vermischt sich durch die starke Dämpfung der Messbereich; bei 2 und 3, also bei Messungen bis zu 5 cm neben dem Gefäss, verändert sich die Messung durch den Einfluss des benachbarten Gewebes um eine gerade noch messbare Differenz von 5 Hz. Dieser Fehler ist jedoch nicht signifikant, da die Frequenzintervalle selbst in der Grössenordnung von 5 Hz liegen. Dies zeigt, dass selbst bei einem nicht genau zentral über dem Gefäss aufgesetzten Rezeptor sich die Einflüsse anderer Gewebe nicht als signifikanter Fehler bemerkbar machen. (Abb. 5)

Die störender Einflüsse der Eigenfrequenzen des Systems selbst brauchen nicht berücksichtigt zu werden, da bei geschlossenem Kreis die Eichkurve in dem Bereich von 10 - 140 Hz nahezu linear verläuft und keine Steigerung erfährt (rein horizontale Eichkurve). (Abb. 6)

Durch die Verwendung von kleineren Frequenzintervallen oder stufenloser Speisung über einen Frequenzgenerator und die Registrierung über einen EKG-Schreiber liessen sich die Messungen wesentlich präzisieren und sind somit geeignet, für weitere statistische Erhebungen herangezogen zu werden.

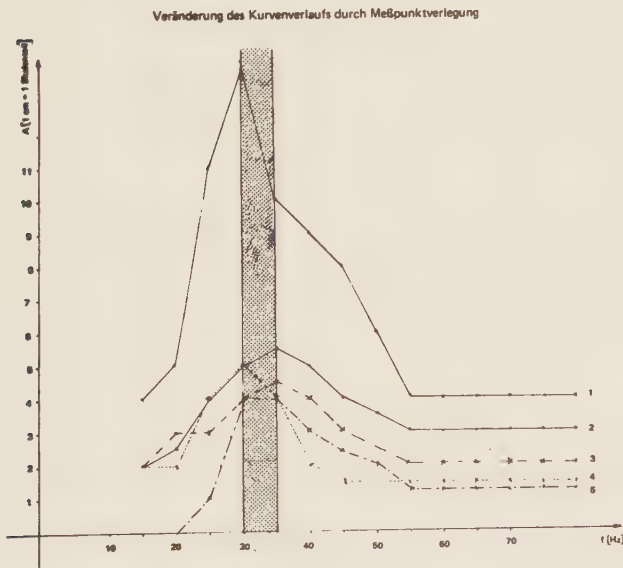


Abb. 5: Veränderung des Kurvenverlaufs durch Meßpunktverlegung

- 1) regelrecht
- 2) Rezeptor 2 cm neben das Gefäss
- 3) Rezeptor 4 cm neben das Gefäss
- 4) Verlängerung der Messtrecke auf 5 cm
- 5) Verlängerung der Messtrecke auf 10 cm

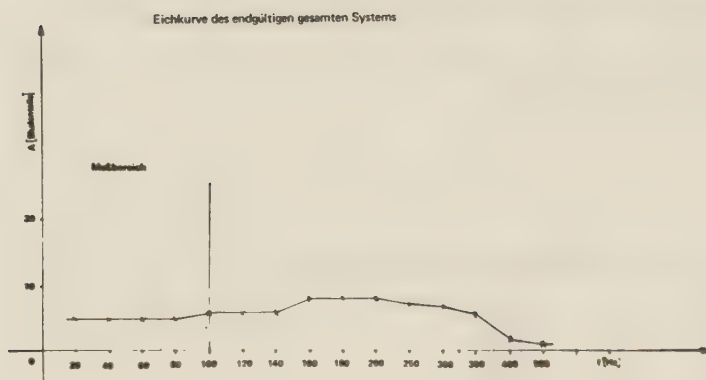


Abb. 6: Eichkurve des endgültigen gesamten Systems

Zusammenfassung

Als messbarer Parameter für das elastische Verhalten einer Arterienwand wird deren Eigenfrequenz herangezogen, die mit einer von uns neuentwickelten Versuchsanordnung gemessen wurde.

Das Gefäß wird in einem Frequenzbereich zur Schwingung angeregt, der Schwingungen von 15 Hz bis 80 Hz umfaßt. Als Grundbauelement für den Erreger (Donator) dient ein modifizierter Tieftonlautsprecher, der von einem Tonband in dem angegebenen Frequenzbereich bespielt wird. Die Kopplung (Medium) und Lagerung wird vom gefäßumgebenden Gewebe dargestellt. Resonator ist das Gefäß. Ein handelsüblicher Pulsrezeptor nimmt die Schwingung ab und bringt sie über einen geeigneten Verstärker- und Filterkreis auf dem Kathodenstrahlenszillographen zur Darstellung. Die Eigenfrequenz der Arterie ist dort zu suchen, wo die Eigenschwingung des Gefäßes ihre grösste Amplitude entwickelt.

Die ersten statistischen Auswertungen lassen eine Tendenz erkennen, die dem zunehmenden Lebensalter eine ansteigende Eigenfrequenz zuordnet.

Literatur

- 1) BRECHT, R., H. DOUGLE:
Neues elektrostatisches Tiefton-Mikrophon und seine
Anwendung in der Sphygmographie. Pflügers Arch. 256,
43 (1952)
- 2) BURTON, A. C.:
Relation of structure to function of the tissues of
the wall of blood vessels. Physiol. Rev. 34 (1954) 619
- 3) FRANK, O.:
Die Elastizität der Blutgefäße. Z. Biol. 71 (1920) 255
- 4) GADDERMANN, E., H. JUNGEMANN:
Klinische Arterienpulsschreibung, J. A. Barth,
München 1960
- 5) HUECK, W.:
Anatomisches zur Frage nach Wesen und Ursache der
Arteriosklerose. Münch. med. Wschr. 62 (1920) 535
- 6) KARNBAUM, S.:
Elastizität und Morphologie des Aortenwindkessels
bei Bluthochdruck. Arch. Kreislaufforsch. 34 (1961) 18
- 7) ROY, C. S.:
The elastic properties of the Arterial Wall
J. Physiol. 3 (1880) 125

Lebenslauf

Am 14. 5. 1946 wurde ich, Detlef Schilling, als zweites Kind des Uhrmachermeisters Harry Schilling und seiner Ehefrau Ellen, geb, Schirmer, in Erlangen geboren. 1947 siedelten wir nach Höchstädt an der Aisch über, wo ich von 1952 bis 1957 die Volksschule besuchte. Nach dem Wechsel auf das naturwissenschaftlich-mathematische Gymnasium erhielt ich am 19. 7. 1966 das Reifezeugnis.

Für das Wintersemester 1966/67 wurde ich zum Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen - Nürnberg zugelassen. Nach 10 Fachsemestern legte ich nach dem Sommersemester 1971 das Staatsexamen ab. Von Oktober bis Dezember 1971 war ich als Praxisvertreter in Georgensgmünd - Schwabach tätig. Seit Januar 1972 führe ich meine Assistentenzeit in Bayreuth weiter.

Bayreuth, den 27. 7. 1972

D. Schilling

Offsetdruck-Fotodruck

J. Hogl, 8520 Erlangen Hauptstr. 109, (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990